



INSTITUT  
NATIONAL DE  
LA PROPRIETE  
INDUSTRIELLE

MAILE:

05 APR 2004

(18.03.04)

WIPO

PCT

PCT/IB 04 / 00949

# BREVET D'INVENTION

**BEST AVAILABLE COPY**

**CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION**

## **COPIE OFFICIELLE**

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

**03 FEV. 2004**

Fait à Paris, le \_\_\_\_\_

Pour le Directeur général de l'Institut  
national de la propriété industrielle  
Le Chef du Département des brevets

**Martine PLANCHE**

## **PRIORITY DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

INSTITUT  
NATIONAL DE  
LA PROPRIETE  
INDUSTRIELLE

SIEGE  
26 bis, rue de Saint Petersbourg  
75800 PARIS cedex 08  
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04  
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23  
www.inpi.fr



# BREVET D'INVENTION

## CERTIFICAT D'UTILITÉ

26bis, rue de Saint-Pétersbourg  
75800 Paris Cédex 08  
Téléphone: 01 53.04.53.04 Télécopie: 01.42.94.86.54

Code de la propriété intellectuelle-livreVI

### REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

DATE DE REMISE DES PIÈCES: <u>27.03.2003</u> N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL: <u>0350072</u> DÉPARTEMENT DE DÉPÔT: <u>75</u> DATE DE DÉPÔT: <u>27.03.2003</u>	SOCIÉTÉ CIVILE S.P.I.D. Marion BENETIERE 156 Bd Haussmann 75008 PARIS France
Vos références pour ce dossier: PHFR030033FR	

<b>1 NATURE DE LA DEMANDE</b> Demande de brevet			
<b>2 TITRE DE L'INVENTION</b> Système d'imagerie médicale et méthode pour segmenter un objet d'intérêt.			
<b>3 DECLARATION DE PRIORITE OU REQUETE DU BENEFICE DE LA DATE DE DEPOT D'UNE DEMANDE ANTERIEURE FRANCAISE</b>	Pays ou organisation	Date	N°
<b>4-1 DEMANDEUR</b> Nom Rue Code postal et ville Pays Nationalité Forme juridique	KONINKLIJKE PHILIPS N.V. Prof. Holstlaan 6 5656 AA EINDHOVEN Pays-Bas Pays-Bas		
<b>5A MANDATAIRE</b> Nom Qualité Affaire suivie par Rue Code postal et ville N° de téléphone N° de télécopie	SOCIÉTÉ CIVILE S.P.I.D. Liste spéciale: S-008, Pouvoir général: 10473 Marion BENETIERE 156 Bd Haussmann 75008 PARIS 01 40 76 80 40 01 45 61 05 36		
<b>6 DOCUMENTS ET FICHIERS JOINTS</b> Texte du brevet Dessins Désignation d'inventeurs Pouvoir général	Fichier électronique texte brevet.pdf dessins.pdf	Pages 14 8	Détails D 11, R 2, AB 1 page 8, figures 8, Abrégé: page 1, Fig.1
<b>7 MODE DE PAIEMENT</b> Mode de paiement Numéro du compte client	Prélèvement du compte courant 001839		



## BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

26bis, rue de Saint-Pétersbourg  
75800 Paris Cédex 08  
Téléphone: 01.53.04.53.04 Télécopie: 01.42.94.86.54

Code de la propriété intellectuelle-livreVI

### REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

<p>DATE DE REMISE DES PIÈCES: N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL: 0350072 DÉPARTEMENT DE DÉPÔT: DATE DE DÉPÔT: 27 MARS 2003</p>	<p>SOCIÉTÉ CIVILE SPID Marion BENETIERE 156 Boulevard Haussmann 75008 PARIS France</p>
<p>Vos références pour ce dossier: PHFR030033FR</p>	

<b>1 NATURE DE LA DEMANDE</b>			
Demande de brevet			
<b>2 TITRE DE L'INVENTION</b>			
Système d'imagerie médicale et méthode pour segmenter un objet d'intérêt.			
<b>3 DECLARATION DE PRIORITE OU REQUETE DU BENEFICE DE LA DATE DE DEPOT D'UNE DEMANDE ANTERIEURE FRANCAISE</b>		Pays ou organisation	Date
			N°
<b>4-1 DEMANDEUR</b>			
Nom	KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.		
Rue	Groenewoudseweg 1		
Code postal et ville	5621 BA EINDHOVEN		
Pays	Pays-Bas		
Nationalité	Pays-Bas		
Forme juridique	Société de droit Néerlandais		
<b>5A MANDATAIRE</b>			
Nom	SOCIÉTÉ CIVILE SPID		
Qualité	Liste spéciale: S-008, Pouvoir général: 10473		
Affaire suivie par	Marion BENETIERE		
Rue	156 Boulevard Haussmann		
Code postal et ville	75008 PARIS		
N° de téléphone	01 40 76 80 30		
N° de télécopie	01 45 61 05 36		
<b>6 DOCUMENTS ET FICHIERS JOINTS</b>		Fichier électronique	Pages
Texte du brevet	textebrevet.pdf	14	D 11, R 2, AB 1
Dessins	dessins.pdf	8	page 8, figures 8
<b>Désignation d'inventeurs</b>			
<b>Pouvoir général</b>			
<b>7 MODE DE PAIEMENT</b>			
Mode de paiement	Prélèvement du compte courant		
Numéro du compte client	001839		

<b>8 RAPPORT DE RECHERCHE</b>				
Etablissement immédiat		Devise	Taux	Quantité
<b>9 REDEVANCES JOINTES</b>				Montant à payer
062 Dépôt		EURO	0.00	1.00
063 Rapport de recherche (R.R.)		EURO	320.00	1.00
068 Revendication à partir de la 11ème		EURO	15.00	1.00
Total à acquitter		EURO		335.00

La loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique aux fichiers et aux libertés s'applique aux réponses faites à ce formulaire.  
Elle garantit un droit d'accès et de rectification pour les données vous concernant auprès de l'INPI.

Signé par

Signataire: FR, Societe Civile SPID, A. Bouygues  
Emetteur du certificat: DE, D-Trust GmbH, D-Trust for EPO 2.0

Fonction

KONINKLIJKE PHILIPS N.V. (Demandeur 1)

<b>6 DOCUMENTS ET FICHIERS JOINTS</b>		Fichier électronique	Pages	Détails
Texte du brevet		textebrevet.pdf	14	D 11, R 2, AB 1
Dessins		dessins.pdf	8	page 8, figures 8
Désignation d'inventeurs				
Pouvoir général				
<b>7 MODE DE PAIEMENT</b>				
Mode de paiement		Prélèvement du compte courant		
Numéro du compte client		001839		
<b>8 RAPPORT DE RECHERCHE</b>				
Etablissement immédiat				
<b>9 REDEVANCES JOINTES</b>		Devise	Taux	Quantité
Total à acquitter		EURO		Montant à payer 0.00

La loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique aux fichiers et aux libertés s'applique aux réponses faites à ce formulaire.  
Elle garantit un droit d'accès et de rectification pour les données vous concernant auprès de l'INPI.



## BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITE

### Réception électronique de la soumission

Il est certifié par la présente qu'une demande de brevet (ou de certificat d'utilité) a été reçue par le biais du dépôt électronique sécurisé de l'INPI. Après réception, un numéro d'enregistrement et une date de réception ont été attribués automatiquement.

Demande de brevet: X

Demande de CU:

DATE DE RECEPTION	27 mars 2003	Dépôt en ligne: X
TYPE DE DEPOT	INPI (PARIS) - Dépôt électronique	Dépôt sur support CD:
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUE PAR L'INPI	0350072	
Vos références pour ce dossier	PHFR030033FR	

<b>DEMANDEUR</b>		
Nom ou dénomination sociale	KONINKLIJKE PHILIPS N.V.	
Nombre de demandeur	1	
Pays	NL	

<b>TITRE DE L'INVENTION</b>		
Système d'imagerie médicale et méthode pour segmenter un objet d'intérêt.		

<b>DOCUMENTS ENVOYES</b>		
pkgheader.xml package-data.xml Design.PDF FR-office-specific-info.xml	dessins.pdf Requetefr.PDF ValidLog.PDF application-body.xml	indication-bio-deposit.xml fee-sheet.xml textebrevet.pdf request.xml

<b>EFFECTUE PAR</b>		
Effectué par:	A. Bouygues	
Date et heure de réception électronique:	27 mars 2003 15:18:55	
Empreinte officielle du dépôt	45:E2:9E:D6:C8:44:23:C3:F1:D6:FF:93:42:58:3A:9D:E0:38:59:A5	

/ PARIS, Section Dépôt /

SIEGE SOCIAL  
 INSTITUT 28 bis, rue de Saint Petersbourg  
 NATIONAL DE 75800 PARIS code: 03  
 LA PROPRIETE Telephone : 01 53 04 53 04  
 INDUSTRIELLE Télécopie : 01 42 93 59 30

**DESCRIPTION****Domaine technique de l'invention**

La présente invention concerne un système d'imagerie médicale destiné à visualiser et à segmenter un objet d'intérêt au sein d'un volume de données numériques en trois dimensions, noté 3D par la suite. Elle concerne également un dispositif destiné à être intégré dans un tel système. Elle concerne également un appareil d'imagerie médicale comprenant un tel système. Elle concerne également une méthode mise en œuvre par un tel système. Elle concerne enfin un programme d'ordinateur mettant en œuvre un tel procédé.

Elle trouve notamment son application dans le domaine médical, en particulier pour l'imagerie ultrasonore.

**Etat de la technique antérieure**

Les systèmes d'imagerie 3D se sont beaucoup développés ces dernières années, y compris dans le domaine médical. En conséquence, un médecin est de plus en plus souvent amené à établir un diagnostic, par exemple à rechercher un objet d'intérêt, au sein d'un volume de données 3D, dont il visualise une représentation 2D sur un écran. Un tel volume comporte plus d'informations qu'une simple image 2D et permet de détecter des objets d'intérêt qui sont peu décelables sur une image 2D. En revanche, il est aussi plus difficile à manipuler. En effet, contrairement à une image, toutes les données ne sont pas disponibles simultanément sur une seule représentation 2D du volume. Le médecin doit naviguer dans le volume et visualiser plusieurs représentations 2D différentes, par exemple des vues en coupe et/ou des vues en perspective, de ce volume. Il a donc besoin d'un temps accru pour balayer le volume de façon exhaustive et établir son diagnostic.

Il existe différentes techniques de segmentation automatique de l'objet d'intérêt. Le but de telles techniques est de faire gagner du temps au médecin en mettant en évidence l'objet d'intérêt, mais en aucun cas à se substituer à son diagnostic. De plus, les données acquises étant complexes et perturbées par la présence de bruit, la segmentation obtenue comporte souvent des erreurs, qu'il revient au médecin de corriger à partir de la représentation 2D du volume de données dont il dispose.

Le brevet US 5, 170, 347 décrit notamment une procédure interactive permettant de découper un objet d'intérêt en trois dimensions à partir d'une vue en perspective ou de coupes 2D de cet objet. L'utilisateur doit définir une sous région 3D en traçant des segments de courbes qui servent à former des surfaces de coupe. Un inconvénient majeur de cette technique est qu'elle demande à l'utilisateur de dessiner manuellement des segments qui suivent les contours de la sous-région à découper dans une vue en perspective, tout en faisant l'effort d'imaginer quel sera le résultat en 3D.

Or, s'il est relativement simple de tracer un contour sur une image 2D, il est beaucoup plus compliqué de se représenter la surface formée à partir d'une intersection de plusieurs contours provenant de coupes différentes. Quant au tracé de la surface de coupe directement sur la vue en perspective, il s'agit d'une opération délicate qui demande à 5 l'utilisateur de faire tourner l'objet d'intérêt en même temps qu'il sélectionne des points appartenant à cet objet. De plus, l'utilisateur ne peut définir la surface de coupe qu'à partir de points appartenant à la surface et non à l'intérieur de l'objet d'intérêt. Une surface de coupe arbitrairement plane par morceaux est donc formée. Enfin, pour définir précisément 10 une surface de coupe, qui suive une forme d'objet complexe, l'utilisateur doit choisir un grand nombre de points. On peut donc s'attendre à ce que la technique décrite dans l'art antérieur soit fastidieuse et difficile à mettre en oeuvre.

### **Exposé de l'invention**

La présente invention a pour but de proposer une solution plus simple et plus rapide 15 pour corriger une segmentation automatique d'un objet d'intérêt dans un volume de données 3D, en particulier dans le domaine médical.

Ce but est atteint par un système d'imagerie médicale comprenant :

- des moyens d'acquisition destinés à acquérir un volume de données numériques 20 3D comprenant au moins un objet d'intérêt,
- des moyens de segmentation d'une région d'intérêt comprenant ledit objet d'intérêt au sein dudit volume,
- des moyens d'affichage d'une représentation 2D dudit volume et de ladite région d'intérêt segmentée,
- des moyens de calcul d'une carte de sous-régions à l'intérieur de ladite région 25 segmentée,
- des moyens de correction destinés à exclure des sous-régions de ladite région d'intérêt à l'aide de ladite carte de sous-régions.

30 Le système selon l'invention fournit une région d'intérêt segmentée comprenant l'objet d'intérêt. Un utilisateur, par exemple un médecin, visualise une représentation 2D du volume de données mettant en évidence la région d'intérêt segmentée. Par exemple, ladite représentation 2D comprend une image en perspective d'une reconstruction 3D de la région d'intérêt et au moins deux coupes orthogonales du volume de données sur lesquelles les 35 contours de la région segmentée sont soulignés. La région d'intérêt segmentée est découpée en sous-régions, qui sont par exemple signalées sur la représentation 2D par des zones de couleurs différentes. Le système permet d'apporter une correction à la région segmentée en

sélectionnant les sous-régions à exclure. Une telle sélection peut se faire de façon automatique en se basant sur des critères liés à la forme ou à la position de la région segmentée dans le volume de données. Il s'agit par exemple de détecter les excroissances. La sélection peut se faire aussi de façon manuelle ou semi-automatique. Dans ce cas, un 5 utilisateur doit sélectionner, par exemple en cliquant, les sous-régions qu'il souhaite exclure de la région segmentée, parce qu'il juge qu'elles ne font pas partie de l'objet d'intérêt. La représentation 2D est ensuite mise à jour pour prendre en compte la correction apportée par l'utilisateur.

Un avantage du système selon l'invention est de prédéfinir les sous-régions à exclure de 10 la région d'intérêt segmentée. Par conséquent, l'utilisateur n'a pas besoin de dessiner des segments de courbe dans un espace à trois dimensions. Au contraire, il est guidé dans sa sélection et peut prévoir l'effet de son action corrective, car il connaît à l'avance la forme de la sous-région qu'il sélectionne. Cette sélection peut aussi bien se faire sur les coupes 2D que sur l'image en perspective d'une reconstruction 3D de la région segmentée. Le résultat 15 de la correction est immédiatement visible sur la représentation 2D mise à jour.

### **Brève description des dessins**

Ces aspects de l'invention ainsi que d'autres aspects plus détaillés apparaîtront plus 20 clairement grâce à la description suivante de plusieurs modes de réalisation de l'invention, donnés à titre d'exemples non limitatifs et en regard des dessins schématiques annexés parmi lesquels :

- la Fig. 1 présente un schéma fonctionnel d'un système d'imagerie médicale selon l'invention,
- la Fig. 2 illustre un volume de données repéré par un référentiel ( $O, x, y, z$ ) et un 25 choix possible d'axe de visualisation et de trois vues orthogonales pour construire une représentation 2D du volume de données selon l'invention,
- la Fig. 3a présente un exemple d'excroissance sur une région d'intérêt segmentée,
- la Fig. 3b illustre le principe de la technique de calcul des lignes de partage des 30 eaux,
- la Fig. 4 présente un schéma fonctionnel des moyens de découpage du système d'imagerie selon l'invention,
- la Fig. 5 présente un exemple de représentation 2D comportant trois vues 35 orthogonales et une vue en perspective d'une région segmentée selon l'invention,
- la Fig. 6 présente un exemple de représentation 2D comportant trois vues orthogonales et une vue en perspective d'une région segmentée sur laquelle on a superposé la carte de sous-régions à l'aide de zones de couleurs,

- la Fig. 7 présente un exemple de représentation 2D obtenue après correction de la région segmentée,
- la Fig. 8 présente un schéma de principe d'un appareil d'imagerie médicale selon l'invention.

5

### **Exposé détaillé d'au moins un mode de réalisation de l'invention**

Sur la Fig. 1, on a représenté un schéma fonctionnel d'un système d'imagerie médicale selon l'invention. Un tel système comprend des moyens d'acquisition 2 destinés à acquérir un volume de données numériques 3D 3DV formé par des moyens de formation d'images à partir d'une réponse d'un milieu à un signal. Par exemple, les moyens de formation d'images sont constitués par une sonde échographique destiné à imager une partie du corps humain, selon un principe connu de l'homme de métier.

10 Dans ce qui suit, le milieu est supposé contenir au moins un objet d'intérêt 1.

15 Dans un premier mode de réalisation de l'invention, on considère un système d'imagerie ultrasonore utilisé pour visualiser une lésion du sein. Toutefois, l'invention ne se limite pas à ce cas particulier, mais peut s'appliquer à la segmentation de tout autre type d'objet d'intérêt dans un volume de données numériques 3D.

20 Il s'agit de segmenter dans le volume de données 3DV un sous-volume de données correspondant à l'objet d'intérêt 1. Dans ce qui suit, le complément de ce sous-volume sera désigné par le « fond », par analogie avec une image 2D. Le volume de données 3DV est repéré dans l'espace par un référentiel ( $O, x, y, z$ ) tel qu'illustré par la Fig. 2. A tout point  $(x_0, y_0, z_0)$  du volume 3DV correspond une valeur d'intensité  $I(x_0, y_0, z_0)$ .

25 Le système selon l'invention comprend des moyens de segmentation 4 destinés à fournir une segmentation d'une région d'intérêt comprenant l'objet d'intérêt 1. Il s'agit en fait de détecter les contours de l'objet d'intérêt dans le volume 3DV. Plusieurs techniques de segmentation, connues de l'homme de métier, peuvent être utilisées. Dans le premier mode de réalisation, une technique de croissance de région est appliquée. Une telle technique est notamment décrite aux pages 313 et 314 du document de K. R. Castelman, intitulé « Digital Image Processing » et édité par Prentice Hall en 1979. Son principe est le suivant : une 30 région à segmenter dans le volume 3DV comprend des points qui peuvent être avantageusement caractérisés par un vecteur de caractéristiques. Un tel vecteur comprend par exemple la valeur de l'intensité et des mesures décrivant une texture autour de ce point, comme des mesures de contraste, de corrélation, d'homogénéité ou d'entropie. Un point particulier de la région à segmenter est désigné par un utilisateur. La technique de 35 croissance de région consiste à considérer un voisinage de points autour du point désigné et à comparer les valeurs de leurs vecteurs de caractéristiques avec celles du point désigné. Un point du voisinage est associé au point désigné si son vecteur de caractéristiques est

suffisamment proche de celui du point désigné, c'est-à-dire si une mesure de distance entre ces deux vecteurs est en deçà d'un seuil prédéterminé.

L'opération est renouvelée pour chaque point associé au point initialement désigné, ce qui a pour effet de faire croître une région autour du point initialement désigné. Le processus s'arrête quand tous les points associés ont été testés. Une région segmentée RS est alors obtenue.

10 Ladite région segmentée RS est localisée dans le repère à trois dimensions ( $O, x, y, z$ ) associé au volume de données 3DV. Elle est par exemple décrite par un tableau de points à trois dimensions  $RS(x, y, z)$ , tel qu'un point  $RS(x_0, y_0, z_0)$  reçoit une valeur non nulle s'il fait partie de la région d'intérêt segmentée RS. De façon avantageuse, on affecte au point  $(x_1, y_1, z_1)$  de la région segmentée sa valeur d'intensité  $I(x_1, y_1, z_1)$  dans le volume 3DV.

15 Un avantage d'une telle technique est d'être relativement simple et de fournir une seule région. Un inconvénient de cette technique est de donner lieu à des « fuites », c'est-à-dire à faire croître par erreur la région dans une direction, à partir d'une zone où la frontière de l'objet d'intérêt se distingue moins nettement du fond. De telles fuites entraînent la formation d'excroissances EX, telles que celle présentée Fig. 3a. Le phénomène de fuites est d'autant plus probable que l'on choisit un seuil plus élevé, c'est-à-dire qu'on agrège des points possédant des caractéristiques plus distinctes. En revanche, le choix d'un seuil élevé permet aussi de former une région segmentée contenant l'objet d'intérêt dans son intégralité.

20 Il faut noter que l'invention ne se limite pas à la technique de croissance de régions évoquée ci-dessus. A titre d'alternatives, d'autres techniques de segmentation peuvent tout aussi bien être utilisées. L'une d'elles est la technique de « fast marching » qui consiste, à partir d'un point  $P_0$  choisi par l'utilisateur et d'un potentiel dépendant de l'intensité en tout point  $P$  du volume 3DV, à calculer le temps de propagation d'une onde de  $P_0$  à  $P$ . À chaque instant ou pas de temps correspond ainsi une position d'un front d'onde, qui est une surface 3D, fermée et continue, séparant un objet d'intérêt du fond. Une telle technique est décrite de façon plus détaillée pages 86 à 100 du livre de J. A. Sethian, intitulé « Level Set Methods and Fast Marching Methods » et édité par Cambridge University Press en 1999.

25 30 Une autre technique est celle des objets actifs qui consiste à faire évoluer une surface 3D sous l'effet de forces internes, dépendant de la surface elle-même, et externes, dépendant du volume de données, jusqu'à atteindre un équilibre. Une telle technique est décrite de façon plus détaillée dans le document de McInerney, T. and Terzopoulos, intitulé « Deformable Models in Medical Image Analysis: A survey », aux pages 91 à 108 de la revue 35 *Medical Image Analysis*, vol. 1, no. 2, en 1996.

Quelle qu'elle soit, la technique utilisée fournit une segmentation de l'objet d'intérêt qui comporte des erreurs. En effet, dans le domaine médical, un objet d'intérêt présente souvent un contraste relativement faible et une visibilité affectée par la présence de bruit et d'artefacts dépendant de la modalité d'imagerie utilisée. Comme nous l'avons évoqué 5 précédemment, il est possible d'agir sur la sensibilité de la technique de segmentation utilisée, de telle sorte que la région segmentée obtenue (RS) contienne entièrement l'objet d'intérêt.

Dans ce qui suit, on considère donc une région segmentée RS qui contient l'objet d'intérêt. Il s'agit ensuite de corriger la région segmentée RS, afin qu'elle corresponde le plus 10 précisément possible aux frontières de l'objet d'intérêt.

Dans ce but, le système selon l'invention comprend des moyens de calcul 5 d'une carte de sous-régions à l'intérieur de la région segmentée (RS). Un schéma fonctionnel des moyens de calcul 5 est présenté Fig. 4. Dans le premier mode de réalisation, les moyens de 15 découpage 5 selon l'invention comprennent des sous-moyens 11 de calcul de lignes de partage des eaux (en anglais, « watershed »). Un principe de base de cette technique est illustré par la Fig. 3b. Sur la Fig. 3b on a représenté un profil 1D  $I(x)$ , selon une direction  $x$ , de l'intensité d'un objet d'intérêt sombre sur un fond clair. Le profil 1D présente trois « cuvettes » qui correspondent à des minima locaux  $Min_1$ ,  $Min_2$  et  $Min_3$  de l'intensité de la 20 région segmentée. On peut imaginer remplir ces cuvettes avec de l'eau. Le contenu d'une cuvette va se mêler à celui d'une cuvette voisine au niveau d'une frontière communément appelée « ligne de partage des eaux » par analogie avec les cours d'eaux. Dans l'exemple de la Fig. 3b, les trois cuvettes donnent naissance à deux lignes de partage des eaux  $LPE_1$  et  $LPE_2$ , qui découpent la région segmentée en trois sous-régions  $SR_1$ ,  $SR_2$ , et  $SR_3$ . Ces trois 25 sous-régions sont formées de la façon suivante :

- on affecte aux minima locaux  $Min_1$ ,  $Min_2$  et  $Min_3$  des étiquettes correspondant respectivement aux sous-régions  $SR_1$ ,  $SR_2$  et  $SR_3$ ,
- pour chaque minimum local  $Min_i$ , on considère un voisinage  $V_i$  autour de ce minimum local et on agrège les points du voisinage  $V_i$  à  $Min_i$  en leur affectant l'étiquette  $SR_i$ , à 30 condition qu'ils n'appartiennent pas déjà à une autre région,
- on procède de la même façon pour les autres minima,
- on itère le processus sur les voisins qui viennent d'être agrégés,
- le processus prend fin lorsque tous les points de la région segmentée ont reçu une étiquette.

35 Ce principe s'étend aisément à un volume de données tel que la région segmentée RS. Dans ce cas, le voisinage  $V_i$  considéré est par exemple cubique.

Une première carte de sous-régions  $CSR_1$  est obtenue. Dans le cas que nous venons de décrire, la carte de sous-régions  $CSR_1$  suit les variations de relief du contraste de la région segmentée.

Dans un deuxième mode de réalisation, les moyens de découpage 5 comprennent en 5 outre des sous-moyens 10 de calcul d'une carte de distance  $CD$  à partir de la région segmentée  $RS$ . Lesdits sous-moyens 10 sont aptes à calculer pour chaque point  $P$  de la région segmentée  $RS$  la plus courte distance  $D_{min}(P)$  qui le sépare d'un bord de la région segmentée  $RS$  et à affecter l'opposé de cette valeur  $D_{min}(P)$  au point  $P$  correspondant de la carte de distance  $CD$ . La carte de distance  $CD$  obtenue comporte des minima locaux aux 10 endroits où la distance au bord le plus proche de la région segmentée est maximale. Il faut noter que le terme de carte de distance désigne ici un tableau à trois dimensions  $CD(x,y,z)$  tel que pour un point  $(x_2, y_2, z_2)$ ,  $CD(x_2, y_2, z_2)$  est égal à l'opposé de la distance de ce point au bord de la région segmentée le plus proche.

On applique ensuite les sous-moyens 11 de calcul des lignes de partage des eaux 15 aux minima de la carte de distance. L'ensemble de sous-régions obtenu diffère du précédent en ce que les sous-régions sont formées cette fois sur le relief de la carte de distance au lieu du relief de la carte de contraste. Un avantage du mode de réalisation préféré est donc de fournir un découpage de la région segmentée en sous-régions morphologiques dont les frontières sont engendrées uniquement par les formes de la région segmentée.

Il faut noter que dans la plupart des cas, un nombre trop important de sous régions 20 est obtenu. Dans le premier mode de réalisation, ceci s'explique par le fait que les valeurs de l'intensité sont souvent perturbées, ce qui a pour effet de créer une multitude de minima locaux et donc une carte de sous-régions très morcelée. Dans le deuxième mode de 25 réalisation, un phénomène similaire se produit, cette fois parce que les bords de la région segmentée sont souvent de forme irrégulière et donnent lieu à leur tour à une multitude de minima locaux au sein de la carte de distance  $CD$ .

Pour remédier à cela, les moyens de calcul 5 selon l'invention comprennent des sous-moyens de fusion 12 destinés à fusionner les sous-régions entre elles de façon à former 30 une deuxième carte de sous-régions  $CSR$  comprenant un nombre inférieur de sous-régions. Dans le deuxième mode de réalisation, le principe mis en œuvre est le suivant :

- on recherche un minimum absolu parmi tous les minima locaux de la carte de distance : il correspond à une distance  $D_{max}$  aux bords de la région segmentée,
- tous les autres minima, situés à une distance inférieure à  $D_{max}$  et dont la sous-région 35 est connexe à celle du minimum absolu, sont considérés sous influence du minimum absolu et leur région est fusionnée avec celle du minimum absolu,

- le processus est itéré jusqu'à ce qu'un équilibre soit atteint, c'est-à-dire qu'on ne puisse plus fusionner de sous-régions.

A titre d'alternative, on peut aussi fusionner les régions qui ont une grande part de leur frontière en commun ou bien dont l'intensité moyenne est très proche.

5 Il faut noter toutefois qu'on peut moduler la distance Dmax par un facteur multiplicatif, de façon à éliminer les sous-régions artificiellement créées par le bruit présent dans le volume de données 3DV, sans pour autant obtenir des sous-régions trop inhomogènes.

Les sous-moyens de fusion 12 permettent d'obtenir une deuxième carte de sous-régions CSR moins morcelée, dont les sous-régions ont réellement un sens et sont en nombre limité.

10 Ceci est un réel avantage pour une exploitation ultérieure de ladite carte de sous-régions, par exemple pour corriger la région segmentée.

Le système selon l'invention comprend des moyens de visualisation 3 permettant d'afficher une représentation 2DR du volume de données 3DV et de la région segmentée RS.

15 Dans le mode de réalisation préféré, la représentation 2DR comprend trois vues orthogonales  $Vw_1$ ,  $Vw_2$  et  $Vw_3$  du volume de données 3DV, qui se coupent selon un axe de visualisation  $Oz'$ . Par exemple, la vue  $Vw_1$  est orthogonale à l'axe  $Oz'$  et les deux vues  $Vw_2$  et  $Vw_3$  passent par cet axe, comme le montre la Fig. 2. Un exemple de représentation 2DR est présenté Fig. 5. Les intersections de la région segmentée RS avec les 3 vues sont surlignées sur la représentation 2DR par une courbe de couleur. La représentation 2DR peut comprendre également une vue en perspective VP de la région segmentée reconstruite en 3D par exemple par une technique de rendu de surface, connue de l'homme de métier. La carte de sous-régions CSR est par exemple superposée à la vue en perspective VP de la région segmentée, par exemple en affectant une couleur différente à chaque sous-région, comme c'est le cas dans la Fig. 6. Elle peut également être superposée aux vues  $Vw_1$ ,  $Vw_2$  et  $Vw_3$ .

20 Un avantage de cette représentation 2DR est de permettre à l'utilisateur de visualiser la région segmentée RS et les sous-régions selon ses préférences, c'est-à-dire soit sur les vues 2D, soit sur la vue en perspective.

25 Le système selon l'invention comprend des moyens de contrôle 7 permettant à l'utilisateur d'interagir avec ladite représentation 2DR et notamment de naviguer dans le volume de données 3DV en choisissant une position de l'axe de visualisation  $z'$  et une profondeur  $Z$  de la vue  $Vw_1$ , comme le montre la Fig. 2.

30 Le système selon l'invention comprend en outre des moyens de correction 6 destinés à exclure des sous-régions de la région d'intérêt segmentée. Dans le premier et le deuxième modes de réalisation de l'invention, la sélection des sous-régions à exclure se fait de façon manuelle par un utilisateur qui doit interagir avec la représentation 2DR. Dans ce but, les

moyens de contrôle 7 permettent également à l'utilisateur de sélectionner une sous-région à exclure, par exemple en cliquant sur un point de cette sous-région. Une sélection S de sous-régions est fournie aux moyens de correction 6. Les moyens de correction 6 sont aptes à prendre en compte la sélection S et à fournir une région segmentée RS' et une carte de sous-régions CSR' corrigées. Un exemple de correction est présenté Fig. 7.

Dans un troisième mode de réalisation, la décision des sous-régions à exclure est prise de façon automatique, c'est-à-dire sans l'intervention d'un utilisateur, à partir de critères prédéfinis. Ces critères sont par exemple des critères de formes, dépendants de l'objet d'intérêt et de l'application. Notamment, dans le domaine médical, il existe des modèles des structures anatomiques qui peuvent être utilisés pour fixer grossièrement des limites à l'objet d'intérêt. Toute sous-région dépassant ces limites est alors supprimée automatiquement. De même, durant l'acquisition, le champ de vision de l'appareil d'imagerie médical est choisi de façon à inclure complètement l'objet d'intérêt. Toute sous-région atteignant le bord de ce champ de vue peut être également supprimée automatiquement. Il est aussi possible de rejeter un type de forme, s'il ne correspond à aucune réalité anatomique, comme par exemple une excroissance, c'est-à-dire une sous-région qui n'est connectée aux autres que par un segment étroit. Dans ce cas, pour une sous-région donnée, il suffit de comparer sa surface extérieure totale SE et la surface SC de sa frontière avec les sous-régions qui la séparent du point de départ  $P_0$  désigné par l'utilisateur pour la segmentation initiale. Lorsque le rapport SC/SE est inférieur à seuil fixé à l'avance, cela signifie que cette sous-région est le « cou » d'une excroissance et elle peut donc être supprimée automatiquement. Il faut noter que l'ensemble des sous-régions est remis à jour et que seules les sous-régions connexes à  $P_0$  sont conservées.

Le système selon l'invention comprend aussi des moyens de mise à jour destinés à prendre en compte les changements demandés par l'utilisateur et à recalculer une nouvelle représentation 2DR.

Dans un autre mode de réalisation de l'invention, les moyens de correction 6 sont aptes à combiner un mode de correction automatique et un mode de correction manuel. Par exemple, les résultats de la correction automatique sont visés par un utilisateur.

Il faut noter que les moyens de visualisation permettent de visualiser le volume 3DV et éventuellement la région segmentée à tous les stades du traitement, que ce soit après l'acquisition du volume 3DV, après la segmentation de l'objet d'intérêt, après le découpage de la région segmentée en sous-régions ou après une première correction de la région segmentée. Des exemples de représentations 2DR aux différents stades du traitement sont présentés Figs. 5, 6 et 7.

Dans un quatrième mode de réalisation, le système selon l'invention comprend des moyens d'étiquetage 8, présentés Fig. 1, destinés à étiqueter les sous-régions de la région segmentée RS. Il s'agit par exemple de reconnaître différentes parties constitutives d'un 5 objet d'intérêt, comme les deux ventricules du cœur. Les moyens de découpage ont fourni une carte de sous-régions CSR, dans laquelle tout point possède l'étiquette de la sous-région à laquelle il appartient. Les moyens d'étiquetage 8 consistent à associer à une telle étiquette une deuxième étiquette ayant cette fois une signification, par exemple anatomique. Une 10 carte CL de labels est délivrée. Cette carte est par exemple un simple tableau à une dimension qui affecte à une sous-région  $SR_i$  un label  $L_i = CL(SR_i)$ .

De tels moyens peuvent être eux-aussi mis en œuvre de façon automatique, manuelle ou semi-automatique. Dans le mode automatique, cet étiquetage peut être fait à partir de règles de connaissance a priori qui définissent un modèle de l'objet d'intérêt et de ses parties constitutives. Par exemple, dans le cas du cœur, certaines structures 15 anatomiques, comme le plan des valves ou l'apex, peuvent être détectées automatiquement dans le volume de données ou bien désignées par un expert dans une image particulière et traquées automatiquement au fil du temps et/ou des mouvements du patient ou encore localisées grossièrement à partir d'un modèle anatomique moyen. De telles structures anatomiques constituent des repères anatomiques clés. La position d'une sous-région par rapport à de tels repères détermine son appartenance à une région anatomique donnée et l'étiquette correspondante lui est automatiquement associée. Dans le mode manuel, un 20 utilisateur qui a sélectionné une sous-région  $SR_i$ , est par exemple invité à choisir un label  $L_i$  parmi une liste de labels proposés. L'étiquetage est facilité, car il ne demande à l'utilisateur aucune manipulation complexe du volume de données 3DV.

25 La Fig. 8 présente un schéma de principe d'un appareil d'imagerie médicale comprenant un système d'imagerie 20 selon l'invention. Un tel appareil comprend une table 21 ou tout autre élément pour installer un patient et des moyens de formation 22 d'un volume de données numériques à partir d'une réponse d'une zone du corps du patient à un 30 signal, par exemple échographique. Le volume de données numériques obtenu est transmis au système 20 selon l'invention. Un tel système est par exemple mis en œuvre par une unité de calcul 23 d'un ordinateur sous forme logicielle et/ou matérielle. Une représentation 2D du volume de données est affichée sur un écran 24. Le système selon l'invention comprend des moyens de contrôle qui sont par exemple mis en œuvre par l'intermédiaire d'un clavier 25 ou 35 d'une souris 26.

Il est possible d'implémenter le procédé de traitement selon l'invention au moyen d'un circuit convenablement programmé. Un programme d'ordinateur contenu dans une

mémoire de programmation peut amener le circuit à effectuer les différentes opérations décrites précédemment en référence à la Fig. 1. Le programme d'ordinateur peut aussi être chargé dans la mémoire de programmation par la lecture d'un support de données comme, par exemple, un disque qui contient ledit programme. La lecture peut également s'effectuer 5 par l'intermédiaire d'un réseau de communication comme, par exemple, le réseau internet. Dans ce cas, un fournisseur de service mettra le programme d'ordinateur à la disposition des intéressés sous la forme d'un signal téléchargeable.

L'invention n'est pas limitée aux modes de réalisation qui viennent d'être décrits à titre d'exemple. Des modifications ou améliorations peuvent y être apportées tout en restant 10 dans le cadre de l'invention. En particulier, d'autres modes d'imagerie, comme l'imagerie par résonance magnétique ou la tomographie par émission de positrons, peuvent être utilisés.

Dans le présent texte, le verbe « comprendre » est utilisé pour signifier que l'utilisation d'autres éléments, moyens ou étapes n'est pas exclue.

**REVENDICATIONS**

1. Système d'imagerie médicale, comprenant :
  - des moyens d'acquisition (2) destinés à acquérir un volume de données numériques 3D (3DV) comprenant au moins un objet d'intérêt (1),
  - des moyens de segmentation (4) d'une région d'intérêt comprenant ledit objet d'intérêt (1) au sein dudit volume (3DV),
  - des moyens d'affichage (3) d'une représentation 2D (2DR) dudit volume (3DV) et de ladite région d'intérêt segmentée (RS),
  - des moyens (5) de calcul d'une carte de sous-régions (CSR<sub>1</sub>, CSR) à l'intérieur de ladite région segmentée,
  - des moyens (6) de correction destinés à exclure des sous-régions de ladite région d'intérêt à l'aide de ladite carte de sous-régions(CSR<sub>1</sub>, CSR).
- 15 2. Système d'imagerie médicale selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdits moyens (5) de calcul d'une carte de sous-régions comprennent des sous-moyens (11) de calcul de lignes de partage des eaux destinés à former une première carte de sous-régions (CSR<sub>1</sub>) à l'intérieur de la région segmentée (RS).
- 20 3. Système d'imagerie médicale selon la revendication 2, caractérisé en ce que lesdits moyens (5) de calcul d'une carte de sous-régions comprennent des sous-moyens (10) de calcul d'une carte de distances (CD), lesdits sous-moyens (11) de calcul de lignes de partage des eaux étant destinés à former la première carte de sous-régions (CSR<sub>1</sub>) à partir de ladite carte de distances (CD).
- 25 4. Système d'imagerie médicale selon la revendication 2, caractérisé en ce que lesdits moyens de calcul d'une carte de sous-régions (5) comprennent des sous-moyens (12) de fusion destinés à fusionner des sous-régions de la première carte (CSR<sub>1</sub>) pour former une deuxième carte de sous-régions (CSR).
- 30 5. Système d'imagerie médicale selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de contrôle (7) permettant à un utilisateur de sélectionner les sous-régions à exclure.

6. Système d'imagerie médicale selon la revendication 1, caractérisé en ce que ledit système est apte à mettre à jour ladite représentation 2D pour prendre en compte les effets des moyens de correction.

5 7. Système d'imagerie médicale selon la revendication 1, comprenant des moyens d'étiquetage (8) pour étiqueter la carte de sous-régions (CSR<sub>1</sub>, CSR) de la région d'intérêt segmentée (RS).

10 8. Dispositif de correction d'une région segmentée (RS), destiné à être intégré dans un système d'imagerie médicale destiné à acquérir un volume de données et à segmenter une région d'intérêt autour d'un objet d'intérêt (1) au sein dudit volume, ledit dispositif comprenant :  
- des moyens de calcul (5) d'une carte de sous-régions (CSR<sub>1</sub>, CSR) à l'intérieur de la région segmentée (RS),  
- des moyens de correction (6) destinés à exclure des sous-régions de ladite région d'intérêt (RS) à l'aide de ladite carte de sous-régions.

15 9. Appareil d'imagerie médicale comprenant :  
- des moyens de formation (22) d'un volume de données numériques représentant un milieu incluant un objet d'intérêt (1),  
- un système d'imagerie médicale (20) selon la revendication 1.

20 10. Procédé de correction d'une région d'intérêt segmentée comprenant :  
- une étape de calcul d'une carte de régions (CSR<sub>1</sub>, CSR) à l'intérieur de la région segmentée (RS),  
- une étape de correction destinée à exclure des sous-régions de la région segmentée (RS) à l'aide de la carte de sous-régions (CSR<sub>1</sub>, CSR).

25 11. Produit programme d'ordinateur comprenant un jeu d'instructions qui, lorsqu'elles sont chargées dans un circuit, amène celui-ci à effectuer le procédé selon la revendication 10.

30

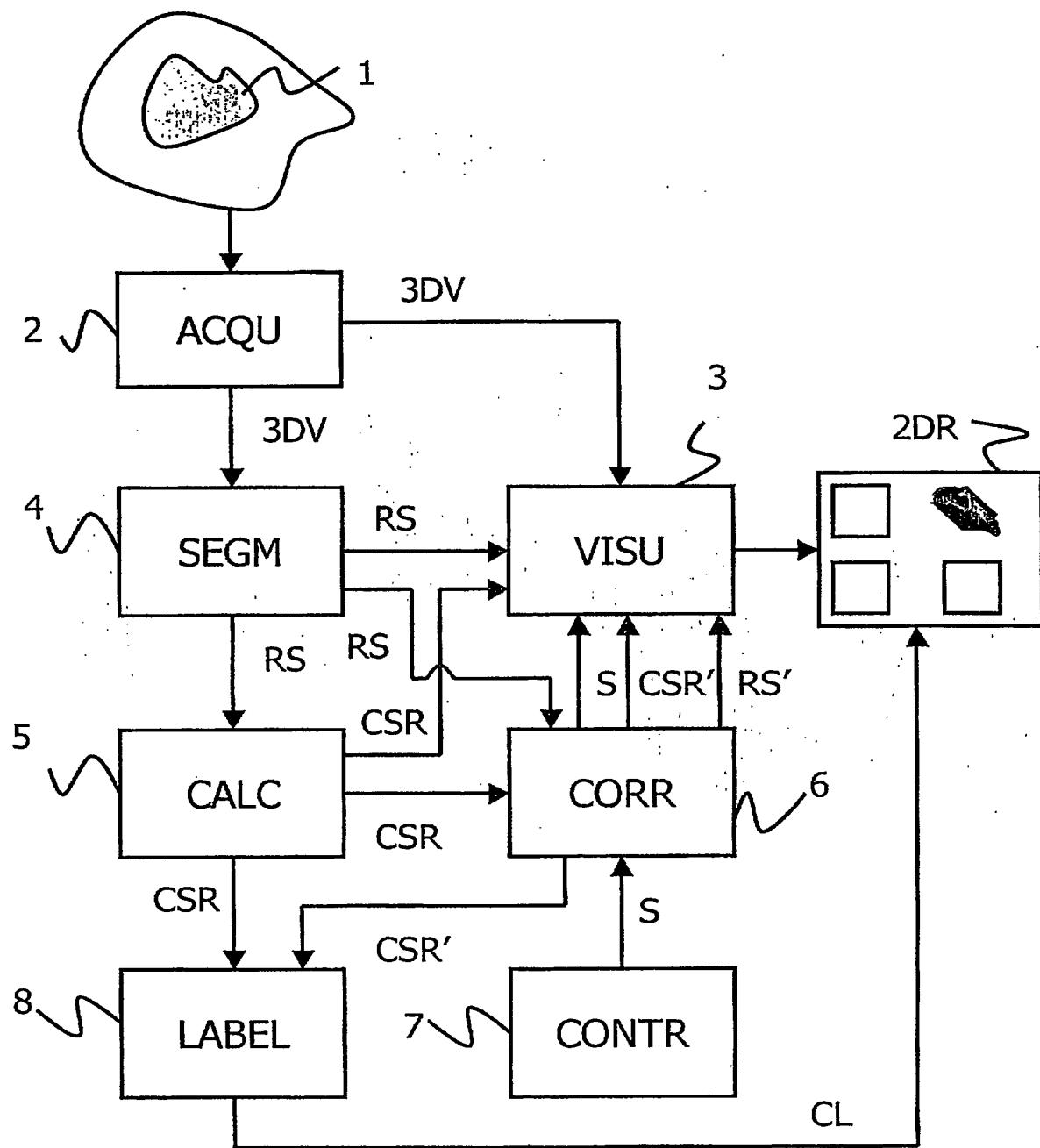


FIG. 1

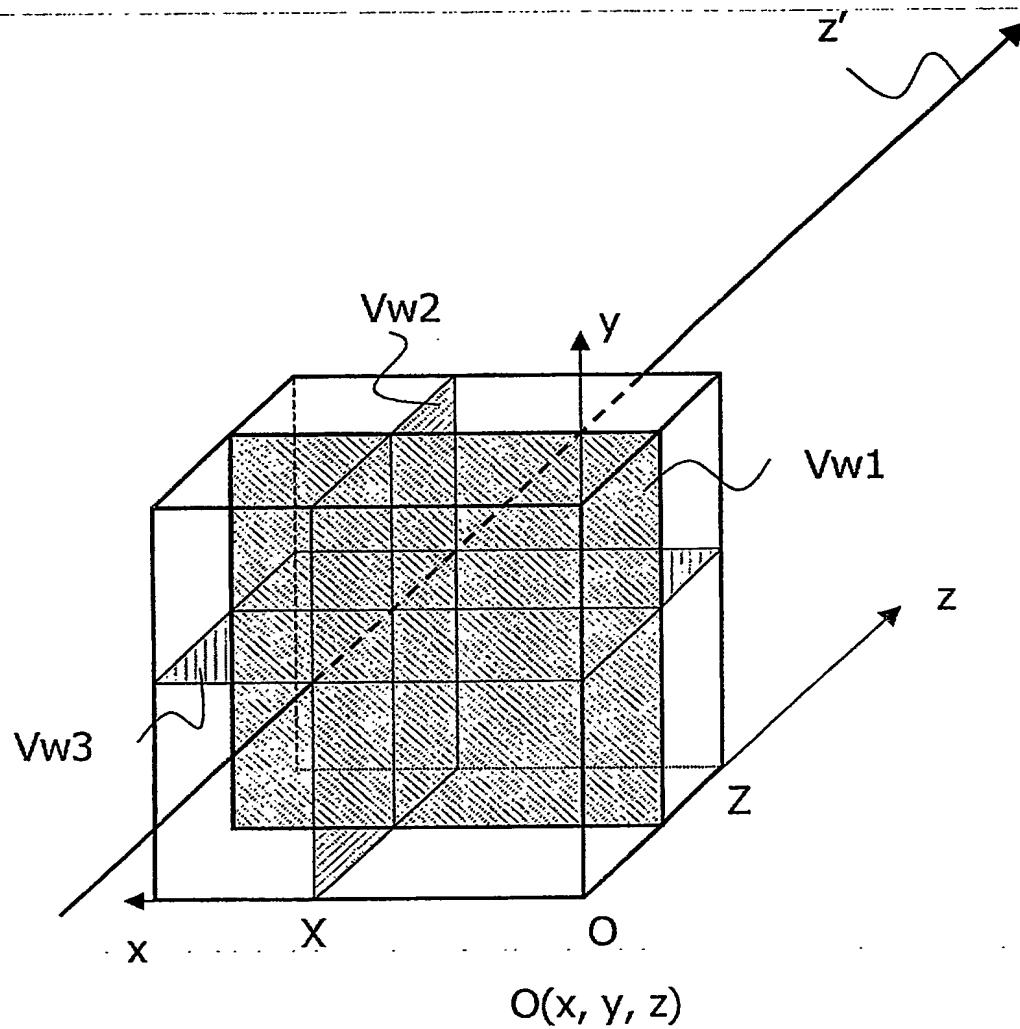
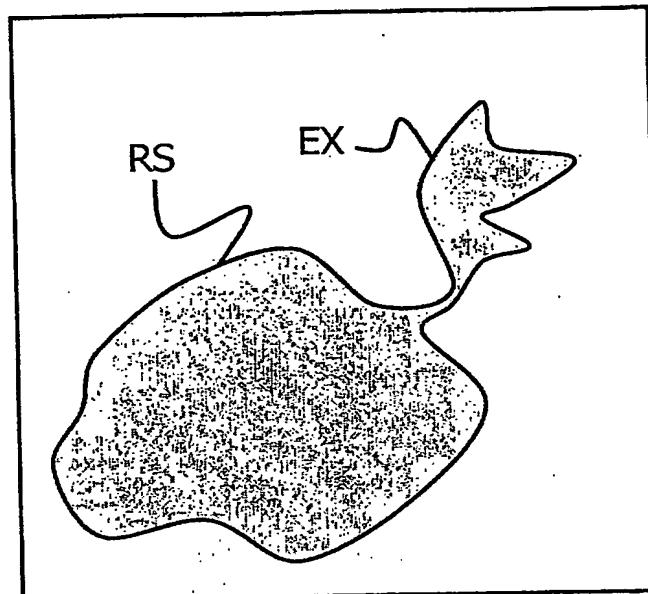
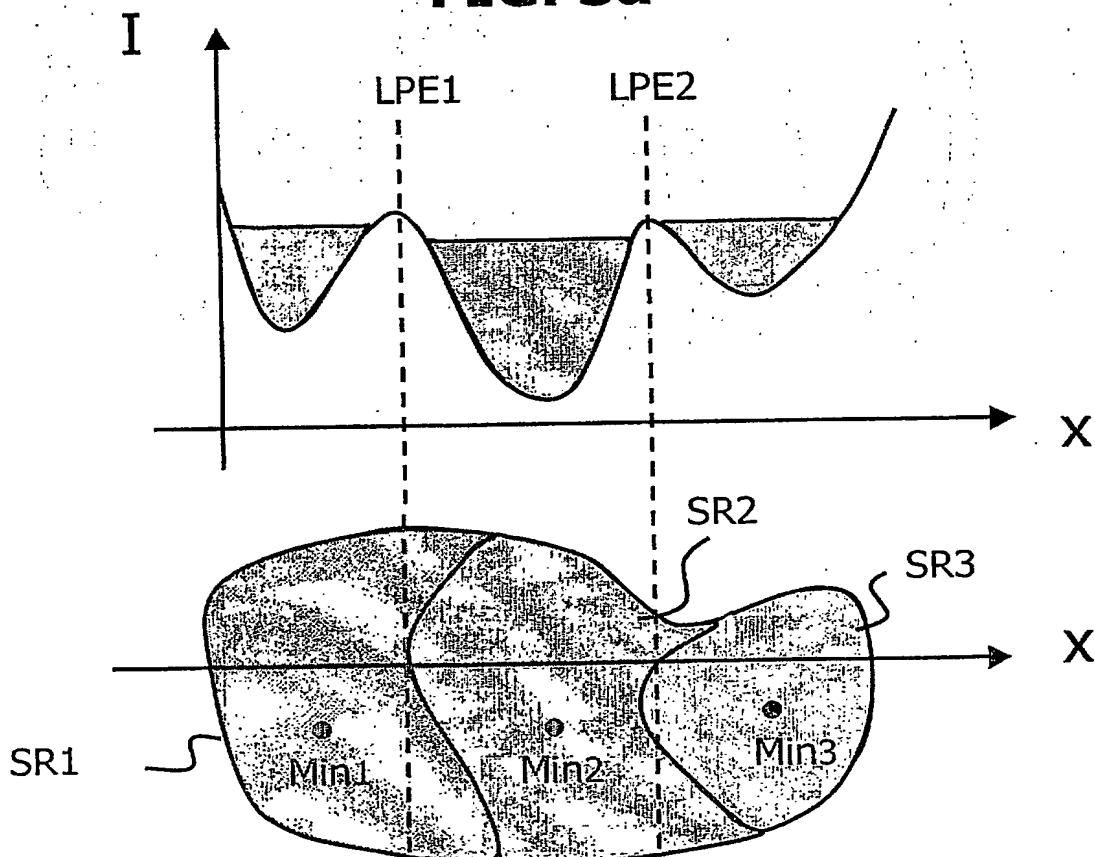


FIG. 2



**FIG. 3a**



**FIG. 3b**

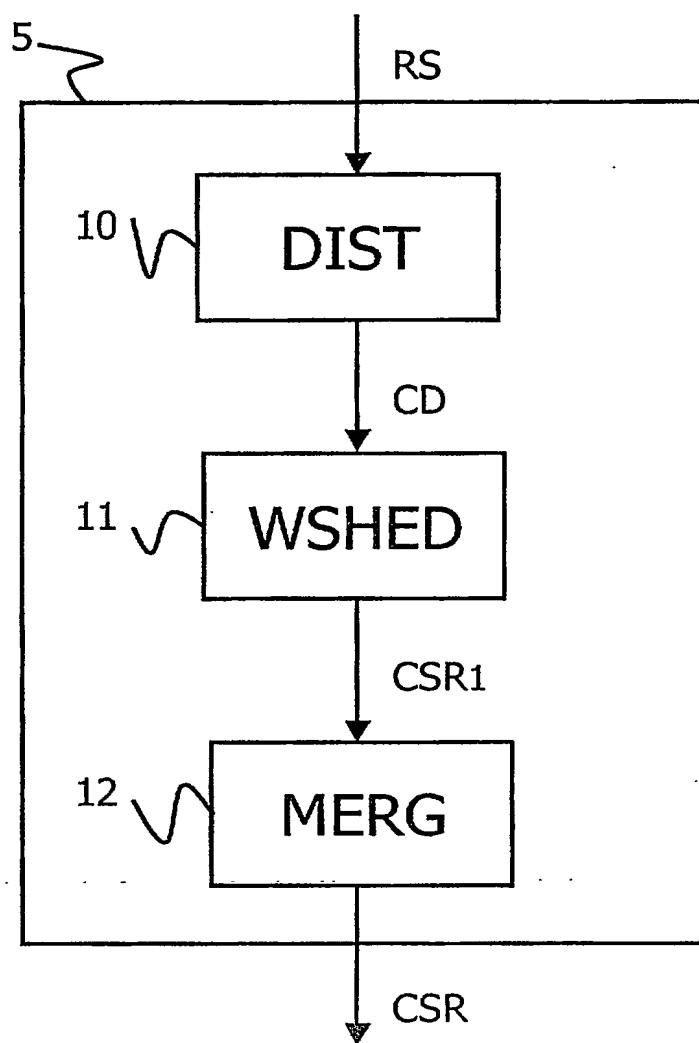
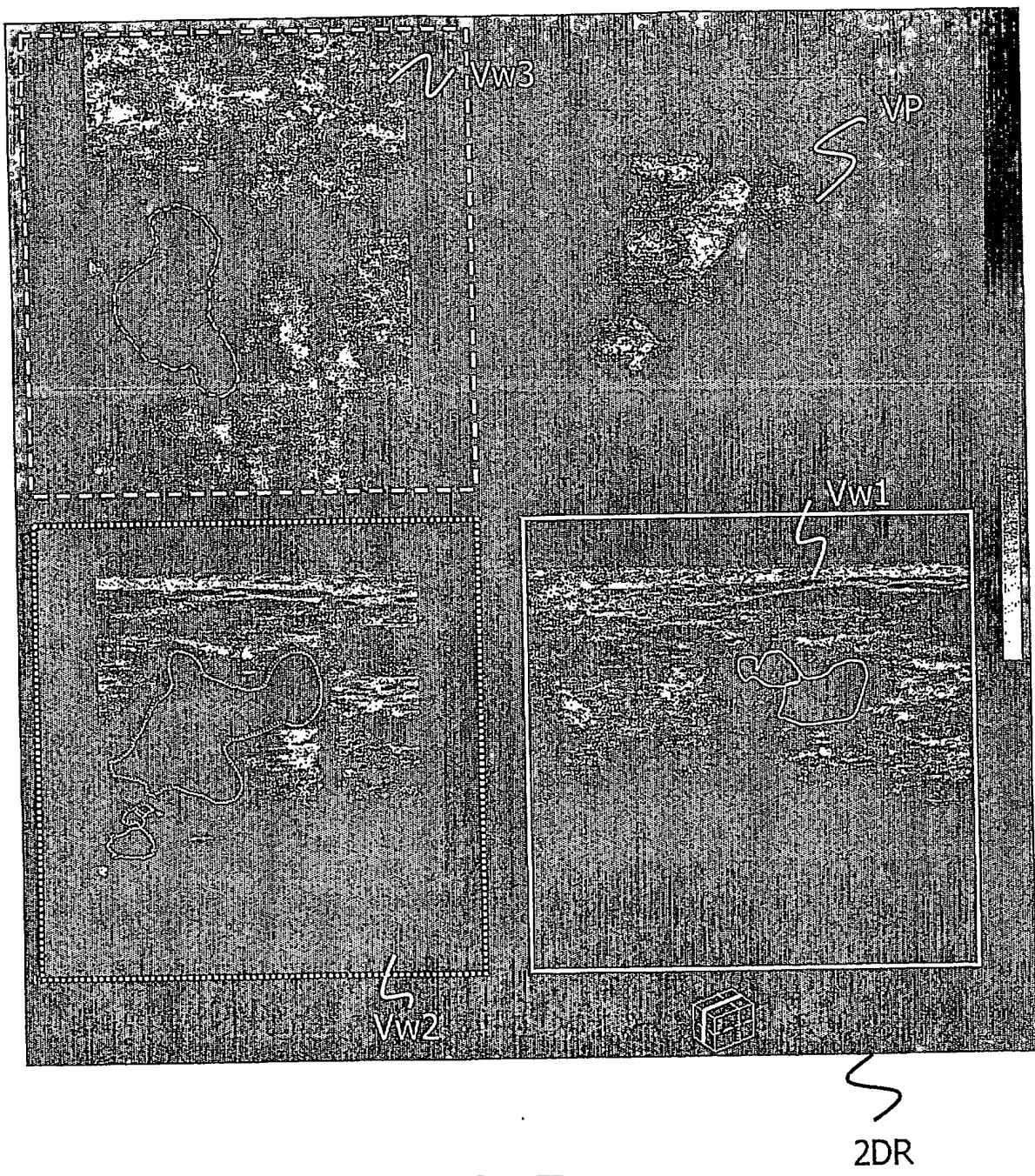


FIG. 4

5/8



**FIG. 5**

6/8

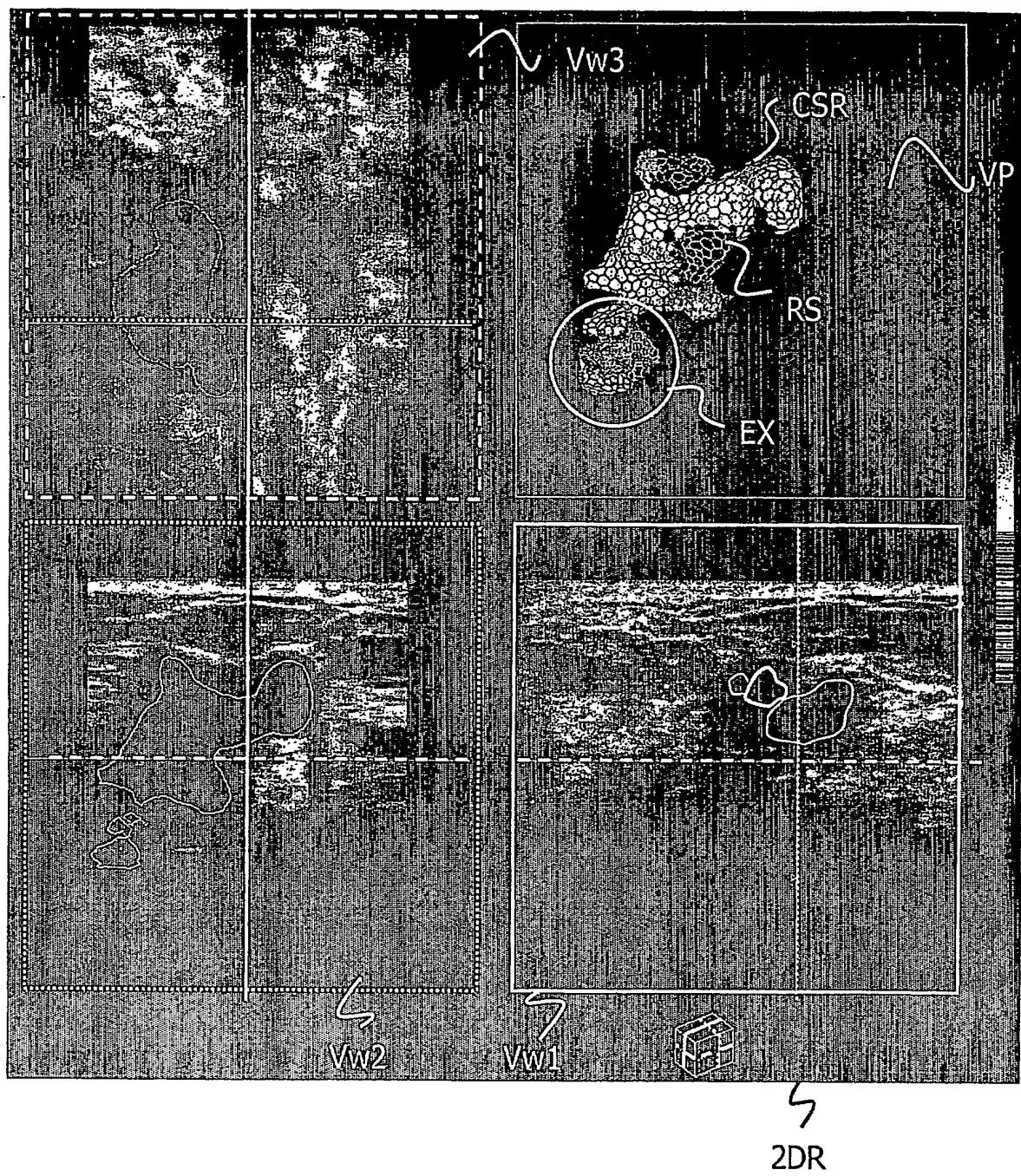
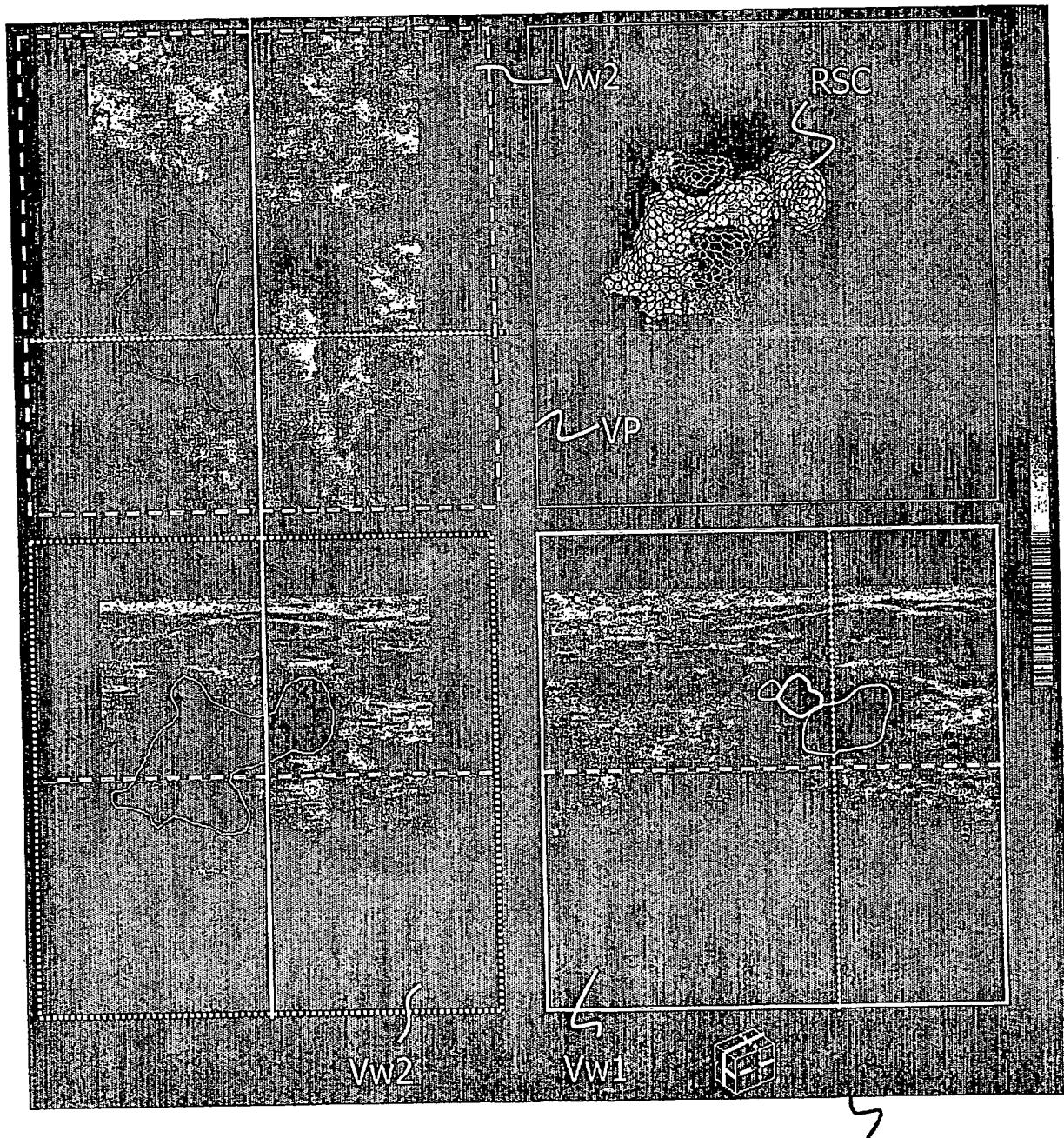


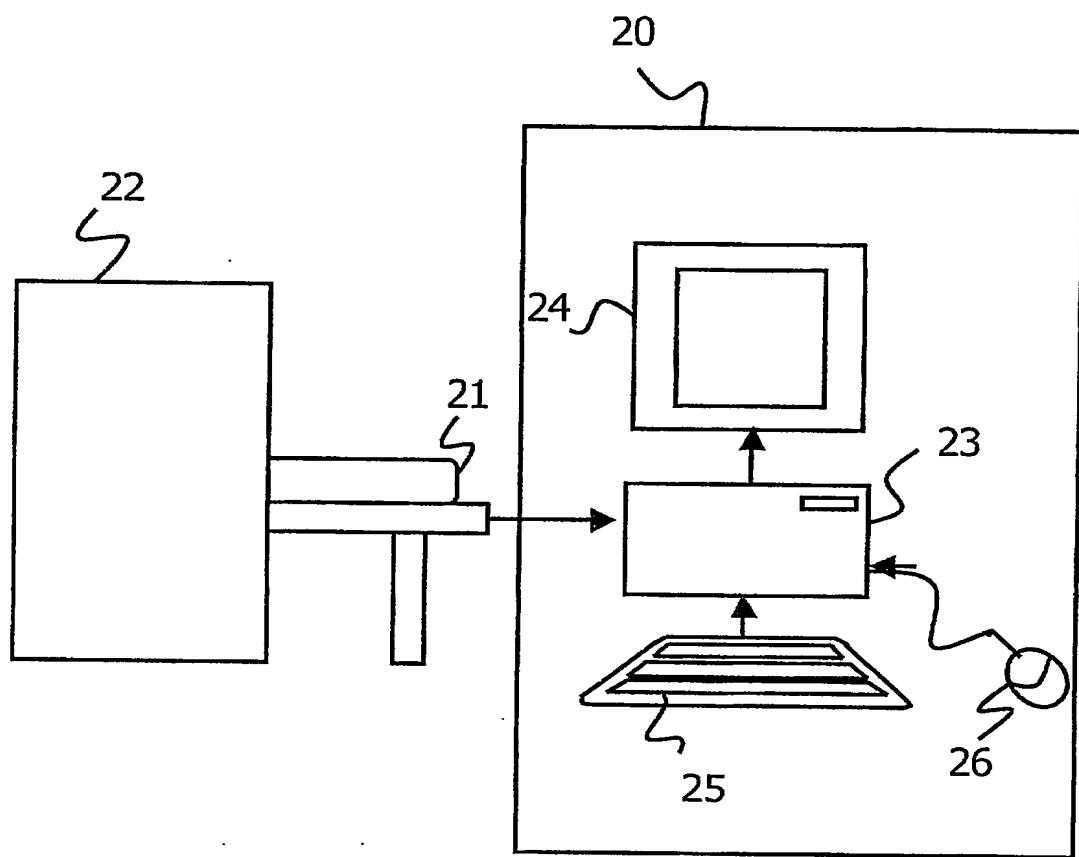
FIG. 6

7/8



**FIG. 7**

2DR

**FIG. 8**



## BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITE

### Désignation de l'inventeur

Vos références pour ce dossier	PHFR030033FR
N°D'ENREGISTREMENT NATIONAL	
TITRE DE L'INVENTION	
Système d'imagerie médicale et méthode pour segmenter un objet d'intérêt.	
LE(S) DEMANDEUR(S) OU LE(S) MANDATAIRE(S):	
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S):	
Inventeur 1	
Nom	VILLAIN
Prénoms	Nicolas
Rue	156 Bd Haussmann
Code postal et ville	75008 PARIS
Société d'appartenance	S.P.I.D.
Inventeur 2	
Nom	COHEN-BACRIE
Prénoms	Claude
Rue	156 Bd Haussmann
Code postal et ville	75008 PARIS
Société d'appartenance	S.P.I.D.
Inventeur 3	
Nom	LAGRANGE
Prénoms	Jean-Michel
Rue	156 Bd Haussmann
Code postal et ville	75008 PARIS
Société d'appartenance	S.P.I.D.
Inventeur 4	
Nom	LEVRIER
Prénoms	Claire
Rue	156 Bd Haussmann
Code postal et ville	75008 PARIS
Société d'appartenance	S.P.I.D.
Inventeur 5	
Nom	ENTREKIN
Prénoms	Rob
Rue	156 Bd Haussmann
Code postal et ville	PARIS 75008
Société d'appartenance	S.P.I.D.

La loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique aux fichiers et aux libertés s'applique aux réponses faites à ce formulaire.  
Elle garantit un droit d'accès et de rectification pour les données vous concernant auprès de l'INPI.

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**